

SENSOR PLATE

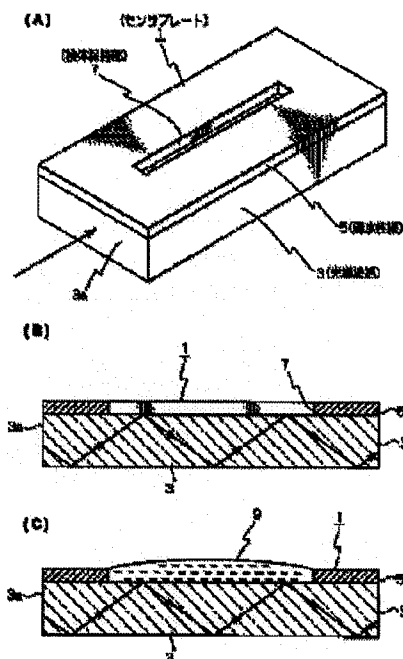
Patent number: JP2001074647
Publication date: 2001-03-23
Inventor: NEGAMI MITSUHIRO; NAKAMURA MUNEAKI
Applicant: SUZUKI MOTOR CO
Classification:
- international: **G01N33/543; G01N21/01; G01N21/03; G01N21/27; G01N33/543; G01N21/01; G01N21/03; G01N21/25; (IPC1-7): G01N21/01; G01N33/543**
- european:
Application number: JP19990252694 19990907
Priority number(s): JP19990252694 19990907

Report a data error here

Abstract of JP2001074647

PROBLEM TO BE SOLVED: To obtain a sensor plate that can easily retain a specimen material and has improved sensitivity.

SOLUTION: The sensor plate is provided with a plate-shaped optical waveguide 3 where light entering from a specific side end face is transmitted while repeating total reflection, a specimen material retention part 7 for retaining the liquid-like specimen material at a specific position on the upper surface of the optical waveguide 3, and a hydrophobic film 5 for covering the upper surface of the optical waveguide 3 excluding the specimen material retention part 7, where the specimen material retention part 7 is set to specific length along the propagation direction of light.



Data supplied from the esp@cenet database - Worldwide

(19) 日本国特許庁 (J P)

(12) 公開特許公報 (A)

(11) 特許出願公開番号
特開2001-74647
(P2001-74647A)

(43) 公開日 平成13年3月23日 (2001.3.23)

(51) Int.Cl. ⁷	識別記号	F I	テームト* (参考)
G 0 1 N 21/01		G 0 1 N 21/01	B 2 G 0 5 7
21/03		21/03	Z 2 G 0 5 9
21/27		21/27	C
33/543	5 9 5	33/543	5 9 5

審査請求 未請求 請求項の数 7 O L (全 10 頁)

(21) 出願番号 特願平11-252694

(22) 出願日 平成11年9月7日 (1999.9.7)

(71) 出願人 000002082

スズキ株式会社

静岡県浜松市高塚町300番地

(72) 発明者 根上 光弘

神奈川県横浜市都筑区桜並木2番1号 ス

ズキ株式会社技術研究所内

(72) 発明者 中村 宗昭

神奈川県横浜市都筑区桜並木2番1号 ス

ズキ株式会社技術研究所内

(74) 代理人 100079164

弁理士 高橋 勇

Fターム(参考) 2G057 AA20 BA10 CB03

2G059 AA01 BB04 BB13 CC17 DD13

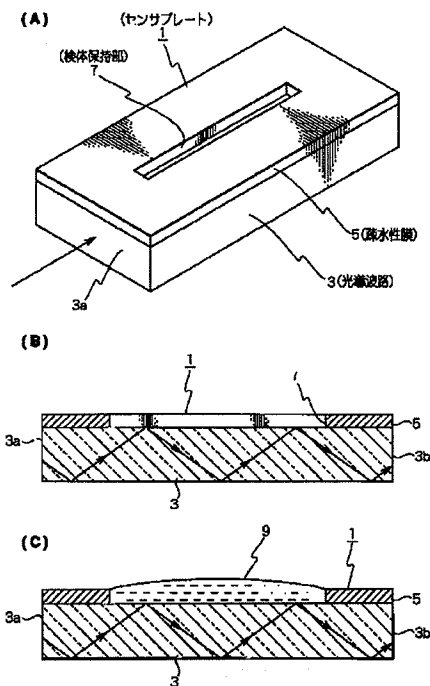
GG02 JJ17

(54) 【発明の名称】 センサプレート

(57) 【要約】

【課題】 検体の保持が容易で且つ感度の良好なセンサプレートを提供すること。

【解決手段】 所定の側端面から入射した光が全反射を繰り返して透過する板状の光導波路3と、この光導波路3の上面の所定位置で液状の検体を保持する検体保持部7と、この検体保持部7を除いて光導波路3の上面を被覆する疎水性膜5とを備え、検体保持部7を光の伝搬方向に沿って所定長さとする。



【特許請求の範囲】

【請求項1】 所定の側端面から入射した光が全反射を繰り返して透過する板状の光導波路と、この光導波路の上面の所定位置で液状の検体を保持する検体保持部と、この検体保持部を除いて光導波路の上面を被覆する疎水性膜とを備え、前記検体保持部を前記光の伝搬方向に沿って所定長さとすることを特徴としたセンサプレート。

【請求項2】 前記検体保持部の長さを、入射した光が検体保持部の領域内で少なくとも二回反射する長さとすることを特徴とした請求項1記載のセンサプレート。

【請求項3】 前記光導波路の下面を被覆する下方被覆膜を備えたことを特徴とする請求項1又は2記載のセンサプレート。

【請求項4】 前記検体保持部に対応する領域に所定の金属薄膜を備えたことを特徴とする請求項1、2又は3記載のセンサプレート。

【請求項5】 前記光導波路と疎水性膜との相互間の全面に所定の金属薄膜を形成したことを特徴とした1、2又は3記載のセンサプレート。

【請求項6】 前記検体保持部を少なくとも2つ形成したことを特徴とする請求項1、2、3、4又は5記載のセンサプレート。

【請求項7】 前記疎水性膜をフッ素樹脂で形成することを特徴とした請求項1、2、3、4、5又は6記載のセンサプレート。

【発明の詳細な説明】

【0001】

【発明の属する技術分野】本発明は、センサプレートに係り、特に、光導波路に検体を接触させて光を照射し、その光を分析することにより検体の定量を行うセンサプレートに関する。

【0002】

【従来の技術】従来より、生物化学分析の分野において、検体中の極めて微量なタンパク質を検出する方法として、免疫法(immunoassay)が一般的に多く使われている。この免疫法は、いわゆる抗原(検出しようとするタンパク質)と抗体(抗原を用いて作られた抗体)との特異的な免疫反応により、検体内の所定の抗原濃度を定量するものである。この免疫法は、複数種類の抗原が混在する検体であっても、検出しようとする抗原を単離することなく測定することができる。この点が、化学的測定法あるいは物理的測定法と異なる。

【0003】また、免疫法の中には、下記のような種々の手法がある。

【0004】

・radio immunoassay : R I A法(ラジオイムノアッセイ)

・enzyme immunoassay : E I A法(酵素免疫法)

・fluoro immunoassay : F I A法(蛍光免疫法)

【0005】R I A法は、アイソトープを用いる必要があるため、最近ではあまり使われていない。また、E I A法は、簡易に免疫反応を測定できるため現在広く使われている。更に、F I A法は、高感度、高精度な測定法という位置づけである。E I A法のうち、抗体測定のために固相を用いる方法を、特にE L I S A (Enzyme linked immunosorbent assay)法と呼び、更にE L I S Aには以下の2つの手法がある。

【0006】

a. 間接法 : 固相に抗原を用いる方法

b. 抗体捕獲法: 固相に抗 I g M抗体を用いる方法

【0007】上記E L I S A法は、特定の病原体に対する抗体の定量、アレルゲン(allergen)に対する抗体の定量、およびモノクローナル抗体のスクリーニングに使われている。E L I S A法に用いられる測定キットは、一般的には96個の凹部が形成されたマイクロプレートを用い、このマイクロプレート上で免疫反応測定が行われる。従って、大量の検体を同時に測定することができ、近年、多くの自動化された免疫反応測定装置が市場に出回っている。

【0008】E L I S A法用の測定キットとしては、多くの試薬メーカーから種々の試薬が提供されている。例えば、t P Aがあるが、これは血液中の血液凝固および血栓に関わるフィブリンを溶かす方向に間接的に働く酵素である。また、P A I - 1は、t P Aを抑制し、血液凝固や血栓を造る方向に働く酵素である。

【0009】ところで、免疫反応測定装置に用いられるセンサとして、いわゆるSPRセンサが知られている。このSPRセンサとは、表面プラズモン共鳴現象を用いたセンサであり、以下の原理で測定される。即ち、50 nm程度の厚さを有する金属薄膜(金若しくは銀等)を高屈折率のプリズムの底面に蒸着する。そして、プリズム側から金属薄膜に向けて臨界角以上の角度で所定の光を入射させる。金属薄膜は、50 nm程度では半透明であるので、プリズム側から入射した光は金属薄膜を透過して、プリズムと反対側の金属薄膜の表面に到達し、プリズムと反対側の金属薄膜の表面にエバネッセント場を発生する。

【0010】光の入射角を調整することにより、エバネッセント場の波数と表面プラズモン共鳴の波数を一致させて、金属薄膜の表面に表面プラズモン共鳴を励起できる。この場合、表面プラズモン共鳴の波数は、金属薄膜の誘電率と金属薄膜から見てプリズムと反対側の表面に固定された検体との屈折率に依存している。従って、検体の屈折率及び誘電率を調べることができる。このように、光学系と検体とが金属薄膜を境にして相互に反対側に位置していることにより、センサとして構築しやすい。

【0011】上記原理を応用して、光ファイバを用いた免疫反応測定装置用のSPRセンサが開発されている(B

IACORE社製—商品名:BIACORE Probe)。この光ファイバを用いたSPRセンサでは、まず、光ファイバの先端部外周面のクラッド(clad)が除去され、光ファイバの先端の端面をきれいにカットするか若しくは磨いた上で、この端面に銀がコーティングされる。また、この光ファイバの先端部外周面に金属薄膜(金若しくは銀等)がコーティングされる。さらに、光ファイバの先端部外周面の金属薄膜を誘電体膜で覆い、この誘電体膜上に免疫反応測定に用いる抗体が固定される。また、光ファイバの他端部側には所定の光源が配設されており、光ファイバ内に光を導入できるようになっている。

【0012】このように構成されたSPRセンサの免疫反応測定手法について説明する。まず、光ファイバ内に導入された光は、光ファイバの先端部で特定の波長の光が表面プラズモン共鳴を励起する。この表面プラズモン共鳴を励起する光の波長は、誘電体膜と抗体の屈折率によって変化する。表面プラズモン共鳴を生じさせた波長の光の強度は減衰する。このため、免疫反応前に最も減衰する光の波長と免疫反応後に最も減衰する光の波長とを比較することにより、免疫反応を測定することができる。また、光ファイバを用いたものの他、プリズムを用いたSPRセンサも開発されている。

【0013】また、異なる形式のSPRセンサに用いられるセンサプレートとして、透明基板とこの透明基板上に金属薄膜を形成するものが開示されている(特開平11-64213号)。このセンサプレート(上記公報ではサンプルプレートという)は、透明基板の全面に金属薄膜を形成すると共に、この金属薄膜の表面に結合反応膜を形成し、更にこの結合反応膜を取り囲むように疎水性膜を形成するものである。実際にこのセンサプレートを用いて免疫反応測定を行う場合には、検体を結合反応膜に接触させ、透明基板側からこの結合反応膜に一回光を照射して、反射した光の波長分布等を測定して検体の定量をおこなう。

【0014】

【発明が解決しようとする課題】しかしながら、上記各従来例には以下のような不都合があった。即ち、光ファイバでSPRセンサを構成する場合には、その光ファイバのコアの先端部外周面に、金属薄膜(例えばAuを蒸着)を形成する必要がある。しかし、光ファイバ自体は微細なものであるため、適切に金属薄膜を形成することができない、という不都合を生じていた。

【0015】また、実際に免疫反応測定を行う場合には、金属薄膜の表面に抗体を固定する必要があるが、上記したように、光ファイバのコアの先端部は微細で且つ円筒形であるため、抗体を固定するのが困難である、という不都合を生じていた。

【0016】また、特開平11-64213号に開示されたセンサプレートでは、結合反応膜に対する1回の光の反射によって定量を行うので、免疫反応測定における

感度を高めることができない、という不都合を生じていた。また、仮に透明基板内で光が全反射を繰り返すようにセンサプレートを形成した場合でも、金属薄膜が全面にわたって形成されているので、結合反応膜に対応する領域以外の金属薄膜でも表面プラズモン共鳴が生じて、測定精度を低下させてしまう。

【0017】更に、従来のセンサプレートの構造としては、板状のコアを二枚のクラッド部材で挟み込む構造のものがあったが、これではコアの表面の研磨の他にクラッドの研磨やクラッドとコアとの接合工程が必要になり、製造コストが削減できない。

【0018】

【発明の目的】本発明は、かかる従来例の有する不都合を改善し、検体の保持が容易で且つ感度の良好なセンサプレートを提供することを、その目的とする。

【0019】

【課題を解決するための手段】上記した目的を達成するために本発明は、所定の側端面から入射した光が全反射を繰り返して透過する板状の光導波路と、この光導波路の上面の所定位置で液状の検体を保持する検体保持部と、この検体保持部を除いて光導波路の上面を被覆する疎水性膜とを備え、検体保持部を光の伝搬方向に沿って所定長さとする、という構成を採っている。

【0020】以上のように構成されたことにより、液状の検体の測定を行う場合には、検体保持部に検体を充填する。このとき、検体保持部は疎水性膜で囲まれているので、検体は検体保持部から流れ出すことなく留まる。この状態で、光導波路の側端面から光を照射すると、光が全反射を繰り返しながら伝搬する。光が検体保持部で反射する場合には、検体の特性に応じて反射光の特性が変化する。この反射光の特性の変化を分析することにより、検体による光導波路の変化を知ることができる。

【0021】

【発明の実施の形態】[第1の実施形態]

【全体概要】図1に基づいて第1の実施形態を説明する。このセンサプレート1は、光が透過する板状の光導波路3と、この光導波路3の上面を被覆する疎水性膜5を主要構成要素としている。そして、光導波路3の上面の一部には、検体保持部7が形成されている。

【0022】[光導波路]光導波路3は、透明な材料から構成されるものであり、例えばガラスや透明プラスチックが用いられる。本実施形態の光導波路3は、一枚の板状となっており、一方の側端面3aから光が入射されるようになっている。そして、この一方の端面3a及びこの端面3aに対向する他方の端面3bは光が通過しやすいように、表面が滑らかに研磨されている。

【0023】また、光導波路3の上下両面も滑らかに研磨されている。これは、光導波路3に入射した光が光導波路3の上下両面で全反射し、一方の端面3aから他方の端面3bに向かって適切に伝搬されるようにするため

である。即ち、光が入射されて例えば光導波路3の上面で全反射し、この反射した光が光導波路3の下面で全反射する。これを繰り返すことにより、光が伝搬される。ここで、光導波路3の屈折率は後述する疎水性膜5及び空気よりも大きくなるように材質を選択する。

【0024】[疎水性膜] 光導波路3の上面には疎水性膜5が被覆されている。この疎水性膜5の材質はフッ素樹脂等が用いられている。ここで、図1においては疎水性膜5は所定の厚さを有しているが、実際には光導波路3と比較して厚さは薄いものである。図1では、説明の便宜上、疎水性膜5の厚さを強調して表現している。

【0025】疎水性膜5の材質としては種々のものが考えられる。例えば、PTFE (PolyTetra Fluoro Ethylene), FEP (Fluorinated Ethylene Propylene Copolymer), PFA (Tetra Fluoro Ethylene-PerFluoro Alkyl vinyl ether Copolymer)若しくはETFE (Ethylene Tetra Fluoro Ethylene)などを用いることができる。また、疎水性膜5の形成方法には種々のものが考えられる。例えば、スピンコート法、ディップコート法、ロールコート法若しくは真空蒸着法等を用いることができる。

【0026】また、疎水性膜5の厚さは、特に限定されるものではないが、定量したい検体(サンプル)の粘度や表面張力に応じて適宜選択する。例えば、粘度が大きい検体や表面張力が大きい検体を用いる場合には、厚さの薄い疎水性膜であってもよい。一方、粘度や表面張力が小さな検体を用いる場合には、厚い疎水性膜を形成することが望ましい。

【0027】[検体保持部] また、疎水性膜5の略中央部には疎水性膜5が形成されていない検体保持部7が形成されている。この検体保持部7は、平面形状が長方形であり、光が入射する側の一方の端面3aからこれに対向する他方の端面3bに向かって形成されている。尚、検体保持部7の形状は一例であり、楕円状やその他の形状であってもよい。図1(B)は、センサプレート1の側方断面図である。この図に示すように、一方の端面3aから入射した光は、光導波路3の上下面を全反射を繰り返しながら伝搬し、上記した検体保持部7の部分で反射しながら透過して他方の端面3bから出射される。このとき、検体保持部7は光の伝搬方向に沿って長く形成されており、具体的には光導波路の厚さ及び全反射の臨界角の基づいて、光が検体保持部7で複数回反射するために十分な長さとしている。このため、光の減衰(プラズモン波とエバネッセント波の共鳴)が繰り返され、測定の感度が向上する。

【0028】図1(C)は、センサプレート1の検体保持部7に、定量したい検体9を充填した状態を示す断面図である。検体保持部7は疎水性膜5によって囲まれているために、検体9を充填しても検体保持部7から溢れにくくなっている。

【0029】[検体の測定] 次に、図2に基づいて、実際の検体9の測定について説明する。図2(A)は、光導波路3の下方を空气中に開放したままの状態を示す断面図である。このような状態で入射した光が全反射をして伝搬されるためには、以下のような条件を満たすことが必要である。即ち、光導波路3の屈折率を n_1 、疎水性膜5の屈折率を n_2 、空気の屈折率 n_3 とすると、 $n_1 > n_2$ 且つ $n_1 > n_3$ を満たす必要がある。また、センサプレート1を固定台10に載せて用いる場合に、固定台10の屈折率を n_4 とすると、 $n_1 > n_2$ 且つ $n_1 > n_4$ という条件を満たす必要がある。そのほか、光導波路3を固定台10にマッチングオイルを介して載せる場合には、マッチングオイルの屈折率が光導波路3の屈折率 n_1 より小さくなるようにする必要がある。

【0030】実際の測定に当たっては、センサプレート1の一方の端面3a側から測定用の光を照射する。光を照射する光源としては、図示しないハロゲンランプや発光ダイオード(LED)などを用いる。そして、光導波路3に入射した光は、光導波路3と検体9とが接触している部分でも反射する。このとき、検体9の特性として反射光の特性が変化(プラズモン波とエバネッセント波の共鳴により生じるスペクトル変化)する場合に、この変化を分析することによって検体9の特性を知ることができる。但し、予め、基準となる基準検体(図示略)によって反射特性を調べておき、実際に測定した検体の結果と比較する必要がある。

【0031】また、以上は光導波路3内を光が通過する場合について説明した。しかしながら本発明はこれに限定されるものではなく、例えば光導波路3の他方の端面に反射ミラーとして機能する反射膜(図示略)を形成するようにしても良い。このように、反射膜を形成する場合には、一方の端面3aから他方の端面3bに伝わる時と、逆に他方の端面3bから一方の端面3aに伝わる時に、共に検体保持部7の領域で光が全反射するので、感度が向上することとなる。

【0032】[第2の実施形態] 次に、図3に基づいて第2の実施形態について説明する。尚、第1の実施形態と同じ構成要素については同一の符号を用いて説明する。第3の実施形態以降についても同様とする。当該実施形態は第1の実施形態と基本的な構成要素を共通にしている。但し、本実施形態の特徴は、光導波路3の下面に下方被覆面5aが形成されている点である。このように、光導波路3の下面に下方被覆面5aを形成するのは、光導波路3の下面から不要な光が混入して、測定精度が低下するのを防止するためである。

【0033】下方被覆面5aの材質としては種々のものが考えられるが、上記した疎水性膜5と同じものを用いてもよい。即ち、PTFE (Poly Tetra Fluoro Ethylene), FEP (Fluorinated Ethylene Propylene Copolymer)

r), PFA (Tetra Fluoro Ethylene-PerFluoro Alkyl vinyl ether Copolymer) 若しくは ETFE (Ethylene Tetra Fluoro Ethylene) などを用いることができる。また、形成方法としても、スピンコート法、ディップコート法、ロールコート法若しくは真空蒸着法等を用いることができる。また、下方被覆膜5aの厚さも疎水性膜5と同様に特に限定されるものではない。

【0034】下方被覆膜5aに要求される屈折率については、疎水性膜5と同様に光導波路3の屈折率 n_1 よりも小さいことが条件となる。

【0035】[第3の実施形態] 次に、図4に基づいて第3の実施形態について説明する。本実施形態は第1の実施形態と基本的な構成要素を共通としている。しかしながら、当該実施形態では、検体保持部7に対応する領域の光導波路3の表面に金属薄膜6が形成されている点が異なる。この金属薄膜6は、センサプレート31を例えば免疫反応測定用のSPRセンサとして用いるために形成するものである。実際には、金属薄膜6の上に更に誘電体膜8が形成されて、この誘電体膜8に更に抗原(若しくは抗体)等が固定される。

【0036】金属薄膜6の材質としては、一般にAu等が用いられるが、特にAuに限定されるものではない。金属薄膜6の形成には、真空蒸着法やスパッタ法等が用いられる。尚、本実施形態では、光導波路3の上に疎水性膜5を形成した後に、検体保持部7に金属薄膜6を形成するものを説明したが、本発明はこれに限定されるものではない。即ち、光導波路3の検体保持部7に対応する位置に予め金属薄膜6を形成し、しかる後に疎水性膜5を形成するようにしてもよい。

【0037】このように光導波路3の表面に金属薄膜6を形成した場合には、表面プラズモン共鳴現象が生じる。即ち、光導波路3の一方の端面3aから光が入射すると、金属薄膜6の部分で特定の波長の光が表面プラズモン共鳴を生じさせる。これによって、この波長の光の強度が減衰する。この特定波長の光の減衰は、金属薄膜6の領域に光が複数回反射することにより顕著となる。他方の端面3b側では出射する光の波長分布を測定する。そして、入射する光の波長分布と出射する光の波長分布の差を調べることで、光強度が減衰した波長を特定できる。これによって、センサプレート31をSPRセンサとして用い、免疫反応等の測定をすることが可能となる。

【0038】[第4の実施形態] 次に、図5に基づいて第4の実施形態について説明する。本実施形態は、第3の実施形態と基本的な構成要素を共通にしている。しかしながら、本実施形態では、金属薄膜46を光導波路3の上面全体に形成している点が異なる。即ち、センサプレート41を製造する場合に、予め光導波路3の上面全体に金属薄膜46を形成する。全体に金属薄膜46を形成する場合には、マスキング等の前処理が不要であるの

で、製造工程が簡略化される。

【0039】そして、金属薄膜46の表面に疎水性膜5を形成する。これによって、検体保持部7には金属薄膜46が露出することとなり、検体保持部7に露出している金属薄膜46上に誘電体膜8を形成することで、SPRセンサとしてのセンサプレート41を構成することができる。尚、当該実施形態のように、金属薄膜46を全体に形成する場合には、検体9と触れていない部分(一方の端面3a及び他方の端面3bの近傍)で表面プラズモン共鳴現象が生じてしまう場合が考えられる。この部分で表面プラズモン共鳴現象が生じると、正しく検体の定量をすることができなくなる場合も考えられる。従って、このような問題を解決するために、検体保持部7を光の伝搬方向に沿ってできるだけ長く形成し、検体9と触れていない部分で全反射が生じないようにすることが望ましい。

【0040】[第5の実施形態] 次に、図6に基づいて第5の実施形態について説明する。本実施形態は、第4の実施形態と基本的な構成要素を共通にしている。しかし、本実施形態では、光導波路3の下面の全面に下方被覆膜5aが形成されている点が異なる。このように、光導波路3の下面に下方被覆膜5aを形成すると、光導波路3の下面から不要な光が混入せず、測定の精度を高く維持することができる。

【0041】[第6の実施形態] 次に、図7に基づいて第6の実施形態について説明する。本実施形態は、第1の実施形態と基本的な構成要素を共通としている。しかしながら、本実施形態では、検体保持部67が複数個形成されている点に特徴を有している。具体的に説明すると、当該実施形態では、光が伝搬される方向と直角な方向に沿って、8カ所の検体保持部67が平行に形成されている。図7の各検体保持部67の大きさは第1の実施形態と同様であるが、必要に応じて幅を広くしたりしてもよい。幅を広くすると、光が反射する面積が増大し、感度が向上することも考えられるからである。また、検体保持部67の個数についても一例であり、2個以上7個以下であってもよいし、9個以上であってもよい。

【0042】実際に検体9の測定をする場合には、次のように行われる。例えば、光を照射する光源及び光を受光する受光部が1組の場合には、それぞれ特定箇所の検体保持部に対応させて光源及び受光部を位置決めし、その検体保持部67に充填されている検体9について測定を行う。1回目の測定が終了した場合には、続いて隣接する検体保持部67に対応する位置に光源及び受光部を位置決めする。そして測定を行う。これを繰り返して全ての検体保持部67について測定を行う。これにより、多項目・他検体の測定を迅速に行うことが可能となる。

【0043】また、光源及び受光部を移動させるのではなく、センサプレート61を移動させるようにしてもよい。即ち、光源及び受光部を固定しておき、センサプレ

ート61を移動台(図示略)に載せる。そして、上記したと同様に、各検体保持部67に対応させてセンサプレート61を移動させる。このように、センサプレート61を移動させる場合には、光学的な位置決め精度が要求される光源や受光部が固定されるので、全体として、光学系の位置決め精度の向上が望める。

【0044】そのほか、光源及び受光部を検体保持部67の個数と同数設け、それぞれ各光源を順に1つつ点灯させることにより、各検体保持部67毎に検体9の測定をすることができる。このように、複数の光源を設ける場合には、配置の自由度を確保するために、LEDなどの小型の光源を用いる。また、消費電力も小さい等の利点も有しているからである。但し、光ファイバ等を用いて光源の光をセンサプレート61に伝搬する場合には、光源の位置決め自由度は向上するので、小さな光源を用いなくても良い。

【0045】[第7の実施形態]次に、図8に基づいて第7の実施形態について説明する。本実施形態は、第6の実施形態と基本的な構成要素を共通にしている。しかし、本実施形態では、光導波路63の下面の全面に下方被覆膜65aが形成されている点が異なる。このように、光導波路63の下面に下方被覆膜65aを形成すると、光導波路53の下面から不要な光が混入せず、測定の精度を高く維持することができる。

【0046】また、各検体保持部67における光導波路63上に金属薄膜(図示略)を形成することにより、このセンサプレート71をSPRセンサとして用いることができる。また、検体保持部67が複数個あるセンサプレート71によって免疫反応測定を行う場合には、各検体保持部67に同じ検体9を充填して免疫反応測定をしても良いし、各検体保持部67毎に異なる検体を充填して免疫反応測定を行ってもよい。更には、各検体保持部67に異なる抗原(若しくは抗体)を固定し、同一の検体に対する多項目の免疫反応測定をするようにしてもよい。

【0047】

【発明の効果】本発明は以上のように構成され機能するので、これによると、センサプレート上に特別な凹部等を加工すること無く検体を保持することができる。また、検体保持部が所定の長さを有しているため、検体が光導波路と接触している部分を複数回反射することとな

り、測定の精度を向上させることができる。

【図面の簡単な説明】

【図1】本発明の第1の実施形態にかかるセンサプレートを示す図であり、図1(A)は斜視図を示し、図1(B)は側方断面図を示し、図1(C)は図1(B)に検体を充填した状態を示す側方断面図である。

【図2】図1に開示したセンサプレートで測定をする場合を示す断面図であり、図2(A)は光導波路の下が空気の場合を示し、図2(B)は光導波路の下が固定台の場合を示す。

【図3】本発明の第2の実施形態にかかるセンサプレートを示す図であり、図3(A)は斜視図を示し、図3(B)は側方断面図を示し、図3(C)は図3(B)に検体を充填した状態を示す側方断面図である。

【図4】本発明の第3の実施形態にかかるセンサプレートを示す図であり、図4(A)は斜視図を示し、図4(B)は側方断面図を示し、図4(C)は図4(B)に検体を充填した状態を示す側方断面図である。

【図5】本発明の第4の実施形態にかかるセンサプレートを示す図であり、図5(A)は斜視図を示し、図5(B)は側方断面図を示し、図5(C)は図5(B)に検体を充填した状態を示す側方断面図である。

【図6】本発明の第5の実施形態にかかるセンサプレートを示す図であり、図6(A)は斜視図を示し、図6(B)は側方断面図を示し、図6(C)は図6(B)に検体を充填した状態を示す側方断面図である。

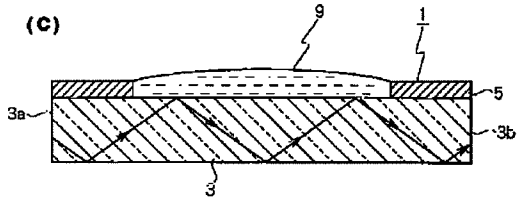
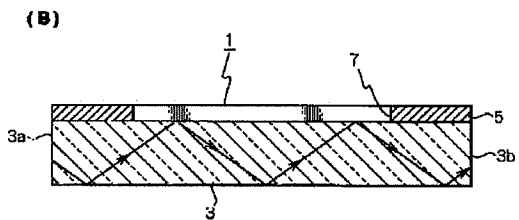
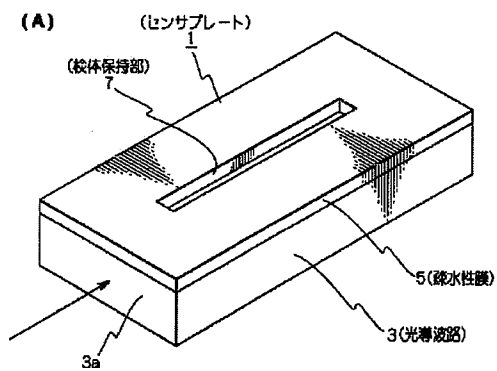
【図7】本発明の第6の実施形態にかかるセンサプレートを示す図であり、図7(A)は斜視図を示し、図7(B)は検体を充填した場合の正面断面図を示し、図7(C)は検体を充填した場合の側方断面図である。

【図8】本発明の第7の実施形態にかかるセンサプレートを示す図であり、図8(A)は斜視図を示し、図8(B)は検体を充填した場合の正面断面図を示し、図8(C)は検体を充填した場合の側方断面図である。

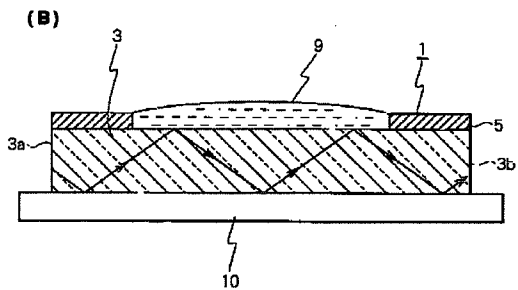
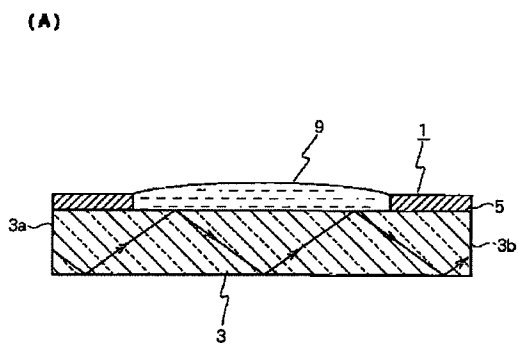
【符号の説明】

- 1 センサプレート
- 3 光導波路
- 5 疎水性膜
- 6 金属薄膜
- 7 検体保持部
- 9 検体

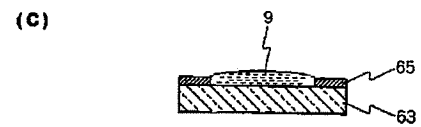
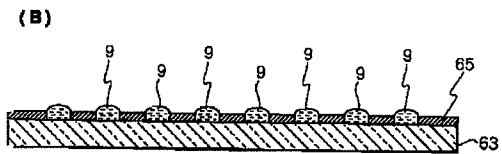
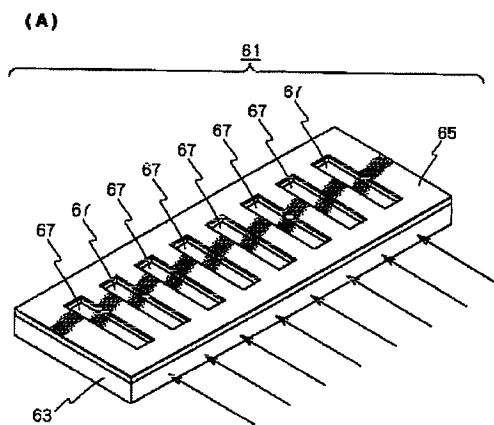
【図1】



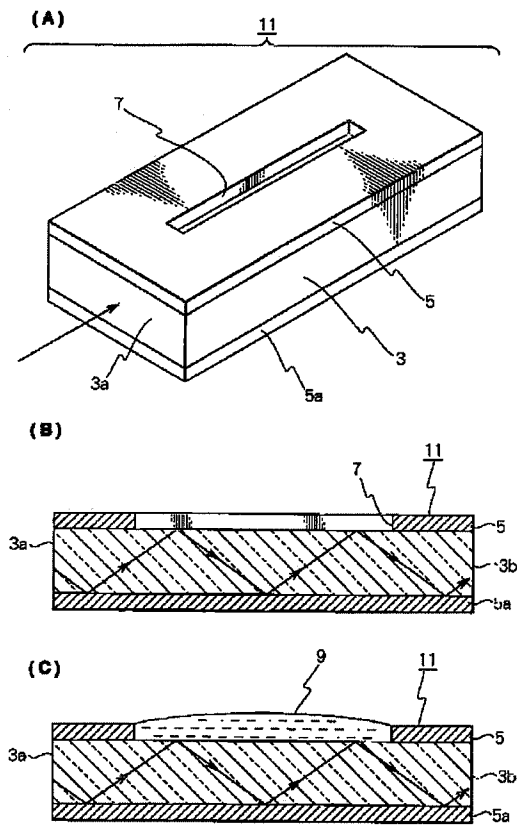
【図2】



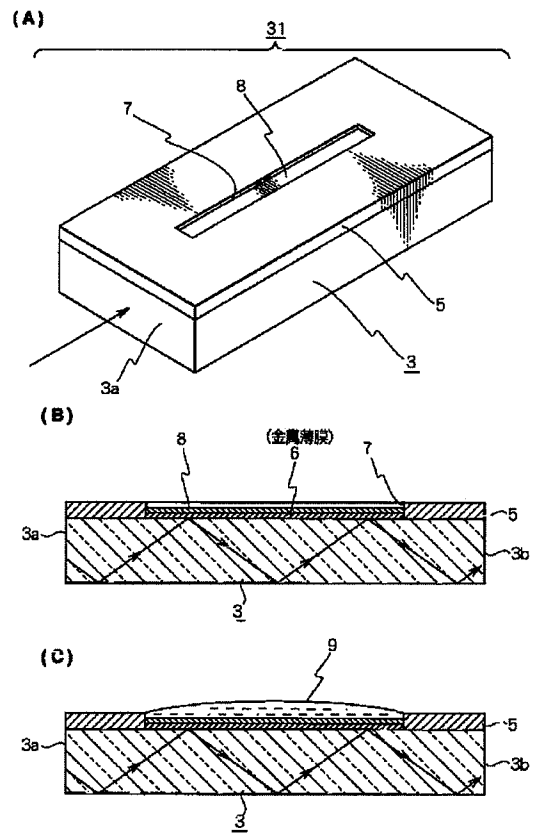
【図7】



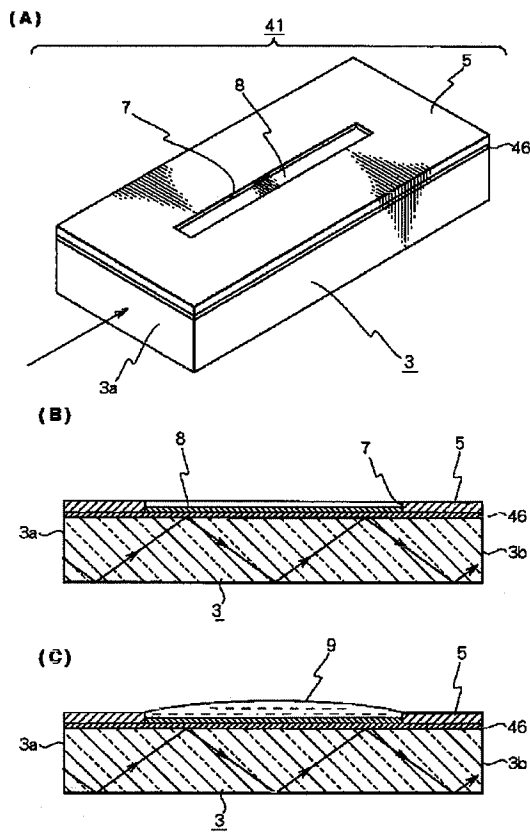
【図3】



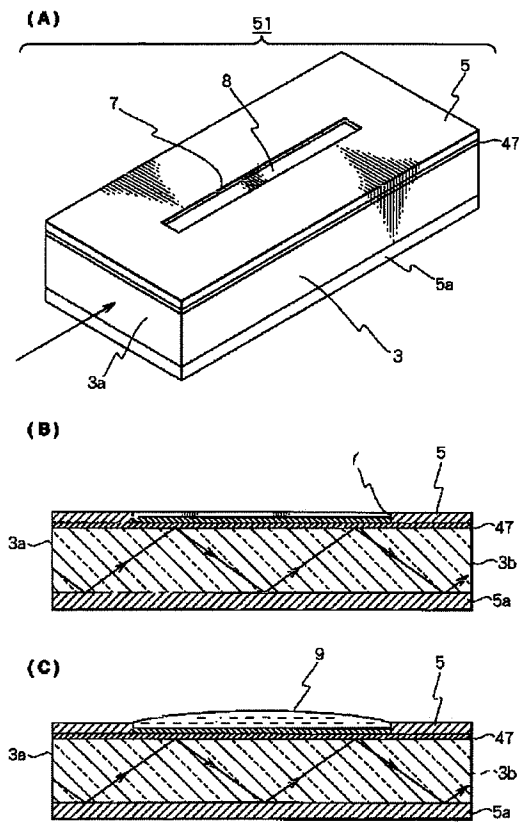
【図4】



【図5】



【図6】



【図8】

